

بررسی تأثیر دستگاههای کیورینگ مختلف و ضخامت کامپوزیت بر استحکام برشی باند کامپوزیت‌ها به عاج

دکتر سیدعلی اصغر علوی^۱ - دکتر فاطمه کوه پیما^۲ - دکتر مهران معتمدی^۳ - دکتر سمیه حیدری^۴

۱- استاد گروه آموزشی دندانپزشکی ترمیمی و مرکز تحقیقات بیوماتریال دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی شیراز، شیراز، ایران

۲- استادیار گروه آموزشی دندانپزشکی ترمیمی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی شیراز، شیراز، ایران

۳- دانشیار گروه آموزشی دندانپزشکی ترمیمی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی شیراز، شیراز، ایران

۴- مرکز تحقیقات ارتودنسی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی شیراز، شیراز، ایران و استادیار گروه آموزشی ارتودنسی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی بوشهر، بوشهر، ایران

چکیده

زمینه و هدف: پیشرفت و ابداع کامپوزیت رزین‌ها و دستگاههای کیورینگ جدید یکی از مهمترین پیشرفتهای فناوری در زمینه دندانپزشکی زیبایی می‌باشد. هدف از این مطالعه بررسی تأثیر دستگاههای کیورینگ مختلف و ضخامت کامپوزیت بر استحکام برشی باند با استفاده از LED و QTH می‌باشد.

روش بررسی: این پژوهش تجربی-آزمایشگاهی بر روی هشتاد نمونه آماده شده از دندانهای پره مولر خارج شده فک بالا انجام شد. نمونه‌ها به صورت تصادفی به هشت گروه ده تایی تقسیم گردیدند و هر دندان تقریباً تا نصف مسیر DEJ تا پالپ به صورت عرضی تراش داده شد. مولدهای سیلندریک به ابعاد (۲×۲/۵ و ۵×۲/۵) میلی‌متر به وسیله کامپوزیت P60 و CeramX به روش توده‌ای پر گردیده و بر روی سطح آماده شده جا گرفتند. از دو دستگاه کیورینگ LED و QTH جهت نوردهی استفاده شد. نمونه‌ها به مدت سه ماه در آب ۳۷ درجه سانتی‌گراد نگهداری و سپس استحکام برشی باند با استفاده از Universal testing machine اندازه‌گیری گردید و داده‌ها به کمک نرم افزار SPSS با آزمون 3 Way ANOVA بررسی شدند.

یافته‌ها: میانگین استحکام باند برشی در کامپوزیت packable دو میلی متری (QTH) بیشترین (۳۱/۷۵ مگاپاسکال) و در نوع نانوفیلد پنج میلی متری (LED) کمترین (۱۵/۳۴ مگاپاسکال) می‌باشد. دو متغیر ضخامت و نوع کامپوزیت تفاوت‌های معنادار در استحکام باند گروهها ایجاد کردند ولی نوع دستگاه کیورینگ اختلاف آماری معناداری ایجاد نکرد. ($P < /0.05$)

نتیجه‌گیری: استحکام برشی حاصله از کامپوزیت های P60 و CeramX در ضخامت پنج میلی‌متر بسیار کمتر از دو میلی‌متر بود و دو نوع دستگاه کیورینگ مورد مطالعه اختلاف آماری معناداری در استحکام باند برشی ایجاد نکردند.

کلید واژه‌ها: استحکام برشی - کامپوزیت - لایت کیورینگ

پذیرش مقاله: ۱۳۹۱/۴/۲۷

اصلاح نهایی: ۱۳۹۰/۱۲/۲۷

وصول مقاله: ۱۳۹۰/۹/۱۲

نویسنده مسئول: دکتر فاطمه کوه پیما، گروه آموزشی دندانپزشکی ترمیمی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی شیراز، شیراز، ایران

e.mail: Koohpeima.f@gmail.com

مقدمه

کامپوزیت، رنگ کامپوزیت، زمان کیورینگ، نوع دستگاه کیورینگ، طیف و طول موج نور و ضخامت کامپوزیت وابسته است. (۲)، اخیراً برخی از کارخانجات سازنده کامپوزیت، ادعا کرده‌اند که کامپوزیت‌هایی تولید می‌کنند که می‌توانند با موفقیت در ضخامتهای پنج میلی‌متر و بالاتر

پیشرفت و ابداع کامپوزیت رزین‌های جدید یکی از مهمترین پیشرفتهای فناوری در زمینه دندانپزشکی زیبایی می‌باشد و انقلاب عظیمی در فرایند فعال سازی نوری ایجاد کرده است. (۱)، امروزه معتقدند که درجه تبدیل کامپوزیت‌ها به برخی از خصوصیات آنها از قبیل سختی اجزا و استحکام ذاتی

عمق کیور، تابعی از ترکیب فیلری ماده و ساختار شیمیایی آن، رنگ و ترانسلونسی، شدت منبع نوری و مدت زمان اکسپوژر به نور می‌باشد. (۱۱)

هدف از این مطالعه بررسی تأثیر دستگاه‌های کیورینگ مختلف و ضخامت کامپوزیت بر استحکام برشی باند با استفاده از LED و QTH می‌باشد.

روش بررسی

در این پژوهش تجربی-آزمایشگاهی، هشتاد دندان پره مولر انسانی جمع آوری و تمیز شده و پس از شستشو در محلول هیدراته کلرامین T ۵٪ جهت ضد عفونی به مدت یک هفته نگهداری شدند. حداکثر زمان نگهداری آنها قبل از شروع مطالعه سه ماه بود.

قبل از آماده سازی، دندانها کاملاً با آب شسته شدند. سپس دندانها تقریباً تا نصف مسیر DEJ تا پالپ که عمق بیشتر حفره‌های کلینیکی و محل پیشنهادی برای اندازه‌گیری استحکام باند کامپوزیت می‌باشد به صورت عرضی به وسیله دیسک الماسی تراش داده شدند، طوری که هیچ گونه اکسپوژر پالپی در محل تراش نباشد. آماده سازی نهایی سطح نمونه‌ها با کاغذ سنباده ششصد گریت (600 grit Silicon carbide paper) انجام شد، پس از آن دندانها دقیقاً تا محل تراش در رزین آکریلی مانت شدند.

نمونه‌ها به صورت تصادفی به هشت گروه ده تایی تقسیم شدند. هر گروه جهت بررسیهای بعدی کد گذاری شد و خصوصیات هر کد به صورت کامل یادداشت گردید. نحوه انجام فرآیند در هشت گروه مورد مطالعه به ترتیب زیر می‌باشد:

گروه ۱- کامپوزیت P60 با ضخامت دو میلی‌متر که به مدت چهل ثانیه با QTH کیور گردید.

گروه ۲- کامپوزیت CeramX با ضخامت پنج میلی‌متر که به مدت چهل ثانیه با QTH کیور شد.

گروه ۳- کامپوزیت P60 با ضخامت پنج میلی‌متر که به مدت چهل ثانیه با QTH کیور گردید.

گروه ۴- کامپوزیت P60 با ضخامت دو میلی‌متر که به مدت

کیور شوند، در حالی که حداکثر ضخامت پیشنهاد شده برای اکثر کامپوزیت‌های رایج مورد مصرف ۲- ۲/۵ میلی‌متر می‌باشد. (۳)، در همین زمینه در مطالعه‌ای میزان سختی کامپوزیت در عمق چهار میلی‌متر به صورت قابل توجهی کمتر از میزان سختی در سطح کامپوزیت بود و در مطالعه دیگری بیان شد که در عمق سه میلی‌متری کامپوزیت، درجه تبدیل حدود ۵۰٪/سطح بود. (۳-۴)

Light curing unit (LCUs)هایی که تحت عنوان سیستم‌های Quartz tungsten halogen (QTH) از آنها یاد می‌شود، رایجترین سیستم‌های مورد استفاده در دندانپزشکی هستند. دستگاه‌های QTH مقادیر زیادی از نور مادون قرمز تولید می‌کنند که باعث گرم شدن دستگاه، کاهش شدت نور خروجی و کاهش طول عمر لامپ دستگاه می‌شود. (۵)، دینامیک واکنشهای پلی‌مریزاسیون بستگی به فعال شدن اجزای حساس به نور آنها دارد که در بیشتر موارد کامفور کینون است. این مولکول قابلیت جذب انرژی در طول موج های بین ۴۰۰-۵۰۰ نانومتر را داراست. (۶)

نشان داده شده است که دستگاه‌های LED در مقایسه با QTH میزان بیشتری از مونومرهای کامپوزیتی را به پلیمر تبدیل می‌کنند چون طول موج نور خروجی از آنها با محدوده قابل جذب کامفورکینون کاملاً هماهنگ است. (۷-۸)

اولین نسل دستگاه‌های LED قدرت خروجی نسبتاً پایینی داشتند و برخی تحقیقات نشان دادند که میزان تابش آنها مشابه با منابع نوری Conventional است. ولی نسل دوم این دستگاهها از دیویدهای ساطع کننده نور با قدرت بالا استفاده می‌کردند و در مقایسه با نسل اول کارایی بهتری در مدت زمان کیورینگ کمتر نشان دادند. اخیراً نسل سوم دستگاه‌های LED نیز به بازار عرضه شده و ادعا می‌شود که دارای شدت نور بیشتری هستند که نیاز به انجام تحقیقات بیشتری را ضروری می‌کند. (۹)

در سال ۲۰۰۷، Franco و همکاران تأثیر سه نوع دستگاه کیورینگ (یک نوع QTH و دو نوع LED) را بر استحکام کششی و Microhardness کامپوزیت بررسی کردند و نتیجه گرفتند که دستگاه QTH نتایج بهتری را نشان می‌دهد. (۱۰)،

سازنده) و در نمونه‌های QTH، چهل ثانیه بود. سپس هر نمونه در دستگاه Universal testing machine (زوئیک رویال-Z250، آلمان) تحت نیروی برشی با سرعت یک میلی‌متر در دقیقه قرار گرفتند و مقادیر استحکام باند برشی بر حسب مگاپاسکال ثبت شد و تحت آنالیز آماری واریانس سه سویه (3 way ANOVA) جهت بررسی اثر متقابل متغیرها قرار گرفتند.

یافته‌ها

کمترین، بیشترین و میانگین + انحراف معیار استحکام باند برشی کامپوزیت‌ها به عاج بر حسب مگاپاسکال با استفاده از آنالیز آماری واریانس یک سویه برای هشت گروه مورد مطالعه به دست آمد که در جدول ۱ نشان داده شده است.

جدول ۱: کمترین، بیشترین و میانگین استحکام باند برشی کامپوزیت با عاج

انحراف معیار	میانگین بیشترین	کمترین	گروه‌های مطالعه
۷/۳۶	۲۸/۶	۴۴/۹۰	۲۰/۲۰
۴/۴۹	۱۵/۳۸	۲۱/۹۰	۸/۲۲
۵/۵۳	۱۷/۷۹	۳۰/۱۰	۱۱/۷۰
۱۱/۴۳	۳۱/۷۵	۴۹/۹۰	۱۸/۶۰
۷/۶۴	۱۹/۵۸	۳۳/۴۰	۱۰/۵۰
۸/۹۲	۲۵/۶۱	۴۴/۱۰	۱۵/۲۰
۵/۵۳	۱۵/۳۴	۲۷/۷۰	۱۰/۰۰
۴/۲۳	۱۶/۵۷	۲۲/۴۰	۱۰/۲۰

میانگین استحکام باند برشی کامپوزیت‌ها به عاج بر حسب مگاپاسکال به ترتیب صعودی عبارتست از: نتایج آزمون آماری واریانس سه سویه با در نظر گرفتن سه متغیر نوع کامپوزیت، ضخامت و روش کیورینگ هیچ اثر متقابلی بین متغیرها نشان نداد. در بررسی اثرات اصلی، دو متغیر ضخامت و نوع کامپوزیت، تفاوت‌های معنادار در استحکام باند گروه‌ها ایجاد کردند که در این بررسی میانگین استحکام باند در کامپوزیت

بسیست ثانیه با LED کیور شد.

گروه ۵- کامپوزیت CeramX با ضخامت دو میلی‌متر که به مدت چهل ثانیه با QTH کیور گردید.

گروه ۶- کامپوزیت CeramX با ضخامت دو میلی‌متر که به مدت بیست ثانیه با LED کیور شد.

گروه ۷- کامپوزیت CeramX با ضخامت پنج میلی‌متر که به مدت بیست ثانیه با LED کیور گردید.

گروه ۸- کامپوزیت P60 با ضخامت پنج میلی‌متر که به مدت بیست ثانیه با LED کیور شد.

به منظور قرار دادن حجم مشخص کامپوزیت روی دندانهای تراش خورده دو مولد فلزی با قطر دهانه ۲/۵ میلی‌متر و ارتفاع دو و پنج میلی‌متر ساخته شدند اما به علت عدم کیورینگ کامپوزیت‌ها در مولد پنج میلی‌متری به حدی که بخش انتهایی کامپوزیت که در تماس با دندان قرار داشت کاملاً نرم بود و اساساً باندی با ساختار دندان ایجاد نکرده بود، دو مولد جایگزین از جنس پلی وینیل سالیوکسان با همان ابعاد ذکر شده به صورت دست ساز آماده شدند و مورد استفاده قرار گرفتند.

نمونه‌ها به صورت تصادفی به هشت گروه ده تایی تقسیم شدند. هر گروه جهت بررسیهای بعدی کد گذاری شد و خصوصیات هر کد به صورت کامل یادداشت گردید.

هر نمونه به مدت ۱۵ ثانیه با اسید فسفریک ۳۷٪ اچ و بیست ثانیه با آب شسته شد و پس از قرار گرفتن مولدها روی سطح دندان (به صورتی که کاملاً روی دنتین باشد) باندینگ طبق دستور کارخانه سازنده روی دنتین به کار برده شد و از داخل مولد کیور گردید.

در ادامه کامپوزیت روی دنتین و داخل مولد قرار گرفت و طبق نمودار طبقه‌بندی زیر کیور شد. (کامپوزیت‌های به کار رفته در این آزمایش از نوع Ceram-X و P60 می‌باشد که پس از قرارگیری در داخل مولد فلزی به صورت بالکی کیور شدند. جهت ایجاد بیشترین شباهت با شرایط دهان نمونه‌ها به مدت نود روز در آب نگهداری گردیدند.

در نمونه‌هایی که از دستگاه LED جهت کیورینگ استفاده شد مدت زمان کیورینگ بیست ثانیه (طبق دستور کارخانه

$18/60 \pm 6/69 = \text{Ceram X}$ و $21/3 \pm 7/06 = \text{P60}$

بود که اختلاف معناداری نشان داد. ($P = 0/025$)

همچنین میانگین استحکام باند در ضخامت دو میلی‌متر = $23/74 \pm 7/05$ و در ضخامت پنج میلی‌متر = $16/48 \pm 4/78$ بود که اختلاف آماری معناداری نشان داد و مؤید استحکام باند بهتر کامپوزیت‌ها در ضخامت دو میلی‌متر می‌باشد.

بحث

گسترش فناوری جدید جهت فوتواکتیواسیون کامپوزیت‌های دندان و ادعای برخی کارخانه‌های سازنده کامپوزیت مبنی بر توانایی کیورینگ توده‌ای کامپوزیت‌های تولید شده، توجه بسیاری از محققان را به خود جلب کرده است. اگر چه این ادعاها هنوز کاملاً اثبات نشده است، قبل از اینکه این روشها به صورت معمول در کار درمان مورد استفاده قرار گیرند، خصوصیات کامپوزیت‌های کیور شده توسط آنها باید ارزیابی شود. (۹)

هر دو کامپوزیت P60 و CeramX که در این مطالعه مورد بررسی قرار گرفتند دارای محتوای فیلری بالاتری نسبت به انواع کامپوزیت‌های رایج موجود در بازار می‌باشند. ثابت شده است که کامپوزیت‌هایی که نیروی فیلری بیشتری دارند (کامپوزیت‌های هیبرید و نانوفیلد) خصوصیات مکانیکی بهتری از خود نشان می‌دهند. (۱۱-۱۲)

در این مطالعه استحکام برشی کامپوزیت‌ها در عمق پنج میلی‌متری به صورت قابل توجه کمتر از عمق دو میلی‌متری بود. درجه تبدیل مونومرها در کامپوزیت‌های لایت کیور، در قسمت‌های مختلف توده کامپوزیت و بسته به میزان فاصله با منبع نوری متفاوت می‌باشد و این به آن علت است که فرآیند تبدیل مولکول‌های متاکریلات برای فعال شدن احتیاج به انرژی نوری دارد و به وسیله محتوای فیلری هم تحت تأثیر قرار می‌گیرد. با افزایش محتوای فیلری و افزایش اندازه فیلرها، پخش نور و بازتاب آن افزایش می‌یابد که منجر به نفوذ عمیق‌تر نور می‌شود و این مسئله می‌تواند درجه تبدیل بیشتر و سختی بالاتر کامپوزیت Packable با اندازه فیلری بزرگتر را توضیح دهد. با افزایش ضخامت کامپوزیت، میزان

عبور نور کاهش می‌یابد. در برخی مطالعات قبلی نیز میزان سختی و درجه تبدیل با افزایش ضخامت کامپوزیت، کاهش یافت. (۱۱)

استحکام باند در ضخامت پنج میلی‌متر به صورت قابل توجه کمتر از دو میلی‌متر بود که نشان دهنده این است که عمق کامپوزیت به خوبی کیور نشده است. مطالعات قبلی در این زمینه نیز تایید کردند که میزان سختی و درجه تبدیل کامپوزیت، در ضخامت‌های بیش از دو میلی‌متر، به صورت قابل توجه کاهش داشت. (۱۳)

میزان انرژی نوری که کامپوزیت در هر نمونه دریافت می‌کند حاصل ضرب مدت زمان کیورینگ در شدت نور دستگاه می‌باشد. به این ترتیب نمونه‌های کیور شده با LED هر کدام $900 \times 20 = 18000$ میلی وات/سانتی‌مترمربع و نمونه‌های کیور شده با QTH، هر کدام $24000 \times 40 = 960000$ میلی وات/سانتی‌مترمربع انرژی نوری دریافت کردند که این میزان انرژی، بیشتر از حداقل پیشنهاد شده برای کیورینگ مناسب (هفده هزار میلی وات/سانتی‌مترمربع) می‌باشد. نتایج این مطالعه نشان داد که مقدار بسیار زیادی انرژی جهت پلی‌مریزه کردن عمق نمونه‌های پنج میلی‌متری مورد نیاز است. (۱۳)، مولدهای فلزی دو و پنج میلی‌متری اجازه نفوذ نور از اطراف کامپوزیت را نمی‌دهند و فقط نور از طریق سطح کامپوزیت به نمونه‌ها برخورد می‌کند، در صورتی که از مولد سفید استفاده شود، عمق کیورینگ به صورت قابل توجه افزایش می‌یابد چون اجازه نفوذ نور از کناره‌ها را در مقایسه با مولداستیل با رنگ تیره می‌دهد. جهت به حداکثر رساندن نفوذ نور به کامپوزیت‌ها، می‌توان از رنگهای روشنتر استفاده کرد. (۱۳)

Manhart و همکاران در سال ۲۰۰۱ در مقایسه‌ای بین انواع کامپوزیت‌های مورد استفاده، نتیجه گرفتند که کامپوزیت‌های Packable در خصوصیات مکانیکی کاملاً برتر از انواع دیگر هستند ولی انجام بررسیهای بیشتر را نیز ضروری دانستند. (۱۴)

در مطالعه Abe و همکاران در سال ۲۰۰۱ نیز کامپوزیت P60 نتایج قابل قبولی را از نظر خصوصیات مکانیکی نشان

داد. (۱۵)

کیورینگ، LEDهای جدید دارای شدت خروجی تا هزار میلی وات/سانتی‌مترمربع می‌باشند. از آنجا که همه طیف خروجی LED در محدوده طول موج نور آبی متمرکز شده، کیورینگ مؤثرتر با آنها ممکن شده است که منجر به کاهش زمان کیورینگ در مقایسه با نسل اول LED و دستگاههای QTH شده است و آنها قابل مقایسه با لامپ‌های هالوژن با شدت بالا هستند. (۱۷)

به طور کلی دستگاه LED و QTH که شدت نور مشابه داشتند عمق کیورینگ مشابهی ایجاد کردند که تحقیقاتی بیشتر جهت اثبات میزان تأثیر LEDها در کیورینگ کامپوزیت‌ها ضروری است. اگر چه می‌توان پیشنهاد کرد که عمق کامپوزیت‌های پنج میلی‌متری نهایتاً پلی‌مریزه می‌شود، ولی استحکام باند اولیه ضعیف، جهت مقاومت در برابر انقباض پلی‌مریزاسیون، ناکافی است که می‌تواند سبب افزایش ریزش و Cytotoxicity شود. (۳)

نتیجه‌گیری

۱- استحکام باند برشی حاصله از کامپوزیت‌های P60 و CeramX در ضخامت پنج میلی‌متر بسیار کمتر از دو میلی‌متر بود.

۲- دو نوع دستگاه کیورینگ مورد مطالعه اختلاف آماری معناداری در استحکام باند برشی ایجاد نکردند.

تشکر و قدردانی

این مقاله حاصل پایان نامه دانشجویی تخصصی به شماره ۱۳۰۸ می‌باشد که با حمایت معاونت تحقیقات دانشگاه علوم پزشکی شیراز به انجام رسیده است. لذا لازم می‌داند مراتب تشکر و قدردانی خویش را تقدیم حضورشان نمایم.

نتایج حاصله از مطالعه حاضر مؤید کیورینگ بهتر دستگاه QTH نسبت به LED می‌باشد که البته این تفاوت از نظر آماری معنادار نبود. در دستگاه QTH، برای ایجاد نور آبی، لامپ دستگاه باید تا درجه حرارت بسیار بالا گرم شود که این عمل منجر به آزاد شدن گرما از طریق نوک دستگاه می‌شود. این انتقال گرمایی به نوبه خود مسئول تعیین عمق کیورینگ به دست آمده در کامپوزیت است، چون می‌تواند سبب افزایش حرکت مونومرها و افزایش تبدیل آنها به پلیمر شود. عامل دیگری که روی عمق کیورینگ مؤثر است، مقدار کلی انرژی است که به کامپوزیت می‌رسد که در قسمت قبل به آن اشاره شد. (۱۶)، هر چه زمان کیورینگ کوتاهتر باشد نور کمتری به مناطق عمقی کامپوزیت می‌رسد و نور مورد نیاز جهت ایجاد پلی‌مریزاسیون به وسیله لایه‌های رویی کامپوزیت، جذب یا پخش می‌شود و همین مسئله می‌تواند توجیهی جهت کاهش استحکام نمونه‌های کیور شده با LED باشد، (۲) با توجه به اینکه زمان کیورینگ LED نصف QTH بود ولی کاهش استحکام نمونه‌ها از نظر آماری معنادار نبود، عملکرد قابل قبول دستگاه LED را می‌توان به داشتن طیف باریک و پیک طول موج چهارصد و هفتاد نانومتر نسبت داد که با طول موج ایده آل جذب آغازگر کامپورکینون مطابقت دارد. (۱۶)

در مطالعه Queiroz و همکاران که در سال ۲۰۰۹ انجام گرفت نیز دستگاه QTH و LED عملکرد قابل قبولی از خود نشان دادند. (۱۶)

LEDهای مورد استفاده در دندانپزشکی طیف باریک از نور آبی با طول موج ۴۰۰-۵۰۰ نانومتر تولید می‌کنند. پیشرفتهای بیشتر تکنولوژی امکان ایجاد LEDهای High power یا HP را فراهم کرده است که ادعای کاهش زمان کیورینگ را دارند. برای دستیابی به این کاهش در زمان

REFERENCES

- Hervas-Garcia A, Martinez-Lozano MA, Cabones-Vila J, Barjau-Escribano A, Fos-Galve P. Composite resins. A review of the materials and clinical

indications. Oral Med Oral Patol Oral Cir Bucal. 2006 March; 11(2): E215-20.

- Rodrigues TP, Rastelli ANS, Andrade MF, Saad JRC. Effect of different dental composite resins on

- the polymerization process. *Laser Physics* 2009 Oct; 19(12):2224-29.
3. Price Richard B, Doyle Gorman, Murphy Darcy. Effect of composite thickness on the shear bond strength to dentin. *J Can Dent Assoc.* 2000 Jan; 66 (1):35-9.
4. Mousavinasab SM, Ian Meyers. Curing efficacy of light emitting diodes of dental curing units: *J Dent Res Dent Clin Dent Prospect.* 2009 Jan; 3(1):11-16.
5. Calixto LR, Lima DM, Queiroz RS, Rastelli ANS, Bagnato VS, Andrade MF. Curing depth of composite resin light cured by LED and halogen light curing unit. *Laser Phys.* 2008 Jun; 18 (11): 1365-69.
6. Voltarelli FR, Dos Santos Daroz CB, Alves MC, Peris AR, Marchi MG. Effect of different light curing devices and aging procedure on composite knoop hardness. *Braz Oral Res.* 2009 Oct-Dec; 23 (4): 473.
7. Uzel A, Buyukilmaz T, Kayalioglu M, Uzel I. Temperature rise during orthodontic bonding with various light curing units-an in vitro study. *The Angle Orthod.* 2006 March;76(2):330-334.
8. Yazici AR, Muftu A, Kugel G, Perry RD. Comparison of temperature changes in the pulp chamber induced by various light curing units. *Oper Dent.* 2006 March-April;31(2):261-265.
9. Schneider LFJ, Moraes RP, Sinhoreti MAC, Correr-Sobrinho L, Consani S. Temperature rise and Knoop hardness promoted by different light curing units. *Cienc Odontol Bras.* 2008 Jan/Mar; 11(1):6-12.
10. Franco EB, Santos PA, Mondelli RFL. The effect of different light curing units on tensile strenght and microhardness of a composite resin. *J Appl Oral Sci.* 2007 Dec; 15(6):470-4.
11. Knobloch LA, Kerby RE, Clelland N, Lee J. Hardness and degree of conversion of posterior packable composites. *J Oper Dent.* 2004 Nov-Dec; 29(6):642-649.
12. Beun S, Glorieux T, Devaux J, Vreven J, Leloup G. Characterization of nanofilled compared to universal and microfilled composites. *Dent Mater.* 2007 Jan;23(1):57-59.
13. Price RB, Doyle G, Murphy D. Effects of composite thickness on the shear bond strength to dentin. *J Can Den Assoc.* 2000 Jan; 66(1):35-39.
14. Manhart J, Chen HY, Hickel R. The suitability of packable resin based composites for posterior restorations. *J Am Dent Assoc.* 2001 May; 132 (5): 639-645.
15. Abe Y, Lambrechts P, Inoue S, Braem MJA, Takeuchi M, Vanherle G, Van Meerbeek B. Dynamic elastic modulus of packable composites. *Dent Mater.* 2001; 17:520-525.
16. Queiroz RS, Bandeca MC, Calixto LR, Saade EG, Nadalin MR, Andrade MF, Porto-Neto ST. Effects of light curing units on microleakage under dental composite resins. *Laser Physics* 2009 March; 19 (9):1909-1911.
17. Wiggins KM, Hartung M, Althoff O, Wastian C, Mitra SB. Curing performance of a new generation light emitting diode dental curing unit. *J Am Dent Assoc.* 2004 Oct;135(10):1471-9.